

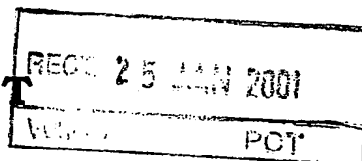


PCT/AT 00 / 00317

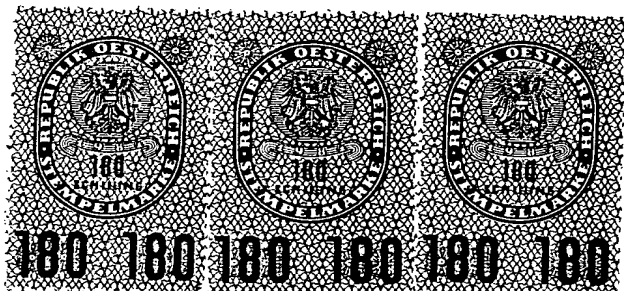
#4

ÖSTERREICHISCHES PATENTAMT

A-1014 WIEN, KOHLMARKT 8 - 10



AT00/317



Aktenzeichen A 1994/99

4

Das Österreichische Patentamt bestätigt, dass

die Firma **Life Optics Handel und Vertrieb GmbH**
in A-1190 Wien, Koschatgasse 58,

am **24. November 1999** eine Patentanmeldung betreffend

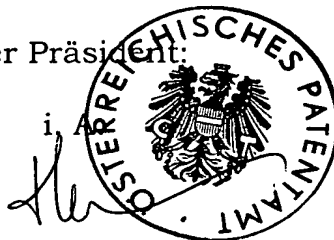
"Sehhilfe",

überreicht hat und dass die beigeheftete Beschreibung samt Zeichnungen mit der ursprünglichen, zugleich mit dieser Patentanmeldung überreichten Beschreibung samt Zeichnungen übereinstimmt.

Es wurde beantragt, Dr. Anton Gerald Ofner in Wien, als Erfinder zu nennen.

Österreichisches Patentamt
Wien, am 7. Dezember 2000

Der Präsident:

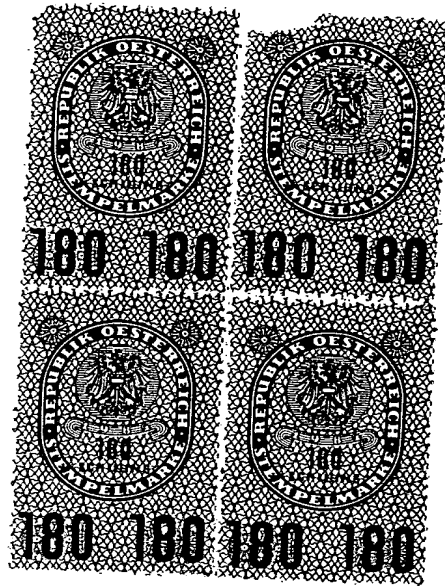


PRIORITY DOCUMENT

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

PRIORITY DOCUMENT

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)



ÖSTERREICHISCHES PATENTAMT

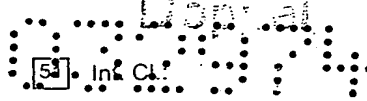
Verwaltungsstellen-Direktion

...480,- S 34,88 €

Kanzleigegebühr bezahlt.

Balaram

DIPLOM
DIPLOM
1070



O46-2000 P AT

B/E

Urtext

A 1994/99-1

AT PATENTSCHRIFT

11 Nr.

73 Patentinhaber:

Life Optics Handel und Vertrieb GmbH
Wien (AT)

54 Gegenstand:

Sehhilfe

61 Zusatz zu Patent Nr.:

62 Ausscheidung aus:

22 21 Angemeldet am:

1999 11 24 ,

33 32 31 Unionspriorität:

42 Beginn der Patentdauer:

Längste mögliche Dauer:

45 Ausgegeben am:

72 Erfinder:

Ofner Anton Gerald, Dr.
Wien (AT)

60 Abhängigkeit:

56 Entgegenhaltungen, die für die Beurteilung der Patentierbarkeit in Betracht gezogen wurden:

21/3

Die Erfindung betrifft eine Sehhilfe.

Eine Sehhilfe (Lupenbrille) ist aus der WO 96/09566 bekannt. Die bekannte Sehhilfe ist für den Einsatz als Lupenbrille bestimmt. Die bekannte Lupenbrille weist eine automatische und/oder eine manuelle Fokussiereinrichtung, eine Vorrichtung zum manuellen Verändern des Vergrößerungsfaktors sowie eine Vorrichtung für einen, der jeweiligen Brennweite entsprechenden, automatischen, mechanischen Parallaxenausgleich auf. Wird, beispielsweise während eines gefäßchirurgischen Eingriffes, aufgrund der Lage der verschiedenen Operationsstellen, eine Änderung des Arbeitsabstandes notwendig, trägt die erfindungsgemäße Sehhilfe diesem Erfordernis durch die Möglichkeit automatischer oder manueller Anpassung der Brennweite sowie der automatischen Anpassung des Parallaxwinkels Rechnung. Dadurch ist eine dem jeweils durchgeführten Eingriff entsprechende, optimale optische Konfiguration gewährleistet sowie durch die Wahl der jeweils vorteilhaftesten, ergonomischen Position ein ermüdungsfreies Operieren möglich. Darüber hinaus bietet die bekannte Sehhilfe die Möglichkeit, den Vergrößerungsfaktor in jedem gewählten Arbeitsabstand dem jeweiligen Erfordernis anzupassen. Die bekannte mittels Kopfhalterung ("Headset") getragene Sehhilfe ermöglicht es dem Benutzer den Arbeitsabstand und den verwendeten Vergrößerungsfaktor weitgehend frei zu wählen. Als Steuergerät dient ein Fußschalter. Um bei sich änderndem Arbeitsabstand und damit Fokus das 3-D-Bild nicht zu verlieren, verwendet dieses System eine Autofokuseinrichtung, die über ein mechanisches Verändern des Winkels der beiden Tuben der Sehhilfe zueinander den Parallaxwinkel dem jeweiligen Fokus anpaßt. Diese Art der Konvergenzkomensation birgt mehrere Nachteile:

(1) Die Tubeneinstellung muß von Motoren über Getriebe mechanisch verändert werden, was ein relativ großes Gewicht und damit einen geringen Tragekomfort des Anwenders bedeutet.

(2) Da die beiden Tuben der Sehhilfe zueinander nach der Längsachse beweglich ausgeführt werden müssen, leidet die Widerstandsfähigkeit des Systems gegen mechanische Beanspruchung.

(3) Bei jedem Ändern des Arbeitsabstandes ändert die Parallax-Ausgleichseinrichtung die Stellung der Tuben zueinander und damit auch die Winkel der Okularebenen zu den Augen des Benutzers. Dies kann zu störenden Reflexionen und zu einer Verkleinerung der Eintrittspupille und damit des Gesichtsfeldes führen.

(4) In der Praxis ist es kaum möglich, mit dieser Art des Parallaxausgleiches benutzerunabhängige Systeme herzustellen, das heißt, jedes System ist auf einen bestimmten Benutzer und dessen distalen

Pupillenabstand zugeschnitten. Dies macht höhere Investitionen notwendig, wenn z.B. Krankenhäuser sicherstellen wollen, daß alle Operationen mit Autofokus-Lupenbrillen durchgeführt werden können.

(5) Werden an den Okularen über diese hinausragende Korrekturgläser angebracht, können diese bei einer Änderung der Stellung der Tuben unter Umständen das Gesicht des Anwenders berühren und diesen dadurch ablenken.

Weiters wäre es für Anwender, z.B. in der Chirurgie, sehr oft von großem Nutzen, während der Verwendung einer solchen Sehhilfe zusätzliche Information wie etwa die Vitaldaten des Patienten aus dem Monitoring-System, Meßskalen oder auch Röntgen-, Computertomographie- oder andere Daten betrachten zu können. Die derzeit bekannten Lupenbrillen bieten diese Möglichkeit nicht.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zu Grunde, eine Sehhilfe zur Verfügung zu stellen, die am Kopf getragen wird und die es dem Benutzer ermöglicht, den Arbeitsabstand zu wechseln und unterschiedliche, der jeweiligen Tätigkeit angepaßte Vergrößerungstaktoren zu verwenden. Weiters soll das 3-D-Bild erhalten bleiben, ohne daß die Stellung der beiden Tuben der Sehhilfe zueinander verändert werden muß, wie dies bei der aus der WO 96/09566 bekannten Sehhilfe der Fall ist. Überdies soll es dem Benutzer möglich sein, Zusatzinformationen in Text- oder Bildform, die von externen Datenquellen stammen, zu betrachten und etwaige Fehlsichtigkeiten durch entsprechende Einstellungen an den Okularen der Sehhilfe zu beheben.

Gelöst wird diese Aufgabe gemäß der Erfindung mit einer Sehhilfe, welche die Merkmale des unabhängigen Patentanspruches 1 aufweist.

Bevorzugte und vorteilhafte Ausgestaltungen der erfindungsgemäßen Sehhilfe sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

Die erfindungsgemäße Sehhilfe stellt eine vollkommen neue Anwendung bzw (Produkt)klasse dar. Sie unterscheidet sich einerseits von Lupenbrillen bzw. Operationsmikroskopen hauptsächlich dadurch, daß durch die Merkmale Autofokus, optischer Parallaxenausgleich und variabler Zoom eine bisher nie gekannte, völlige freie Beweglichkeit während der Anwendung möglich ist. Andererseits unterscheidet sich die erfindungsgemäße Sehhilfe von einem Operationsmikroskop dadurch, daß sie mittels einer Kopfhalterung auf dem Kopf getragen werden kann.

Die Erfindung stellt eine leichte, stabile und komfortable stereoskopische Sehhilfe mit variablem Vergrößerungsfaktor, Autofokus und automatischem Parallaxenausgleich und mit Kompensationsmöglichkeit von Fehlsichtigkeit zur Verfügung, wobei der Winkel der Tuben der Seh-

hilfe zueinander nicht verändert werden muß. Dieses Merkmal erlaubt auch eine Konstruktionsform der Sehhilfe dergestalt, daß die beiden Strahlengänge in einem einzigen, vorzugsweise ovalen, Tubus untergebracht werden können. Weiters können dem Anwender visuelle Zusatzinformationen angeboten werden.

In bevorzugten Ausführungsformen bietet die erfindungsgemäße Sehhilfe wenigstens eine der nachstehend genannten Möglichkeiten.

Während des Einsatzes der Sehhilfe gemäß der Erfindung in einer chirurgischen Operation kann der Arbeitsabstand des die Sehhilfe der Erfindung benutzenden Chirurgen verändert werden - etwa um einem Assistenten einen besseren Einblick in das Operationsgebiet zu ermöglichen - ohne daß sich dabei auch der Vergrößerungsfaktor ändert.

Weiters können Objekte, wie zum Beispiel ein Tumor, einer genauen, größenmäßigen Bestimmung unterzogen werden, ohne eine Adaption des Vergrößerungsfaktors durchführen zu müssen.

Weiters kommt es häufig während einer Operation zum kurzfristigen Durchkreuzen des Strahlenganges zwischen Objektiv und Operationsfeld, was bei der bekannten Lupenbrille zu einer nicht gewünschten Adaption der Brennweite auf den durchkreuzenden Gegenstand mit einer darauffolgenden Readaption auf das ursprüngliche Gesichtsfeld durch die Autofokussiereinrichtung führt. Dies kann bei der Erfindung dadurch vermieden werden, daß die automatische Änderung der Brennweite mit einem Verzögerungsschalter versehen ist und daher die Änderung des Arbeitsabstandes erst nach einer einstellbaren Zeit und Geschwindigkeit zu einer auf den neuen Arbeitsabstand optimierten Brennweite führt. Die Reaktionszeit des Autofokusteil kann also auf eine bestimmte Situation oder einen persönlichen Arbeitsstil abgestimmt werden.

Besonders in der chirurgischen Ausbildung erlaubt es eine Ausführungsform der Erfindung den, eine Operation mitbeobachtenden Studenten den Eingriff in genau jener Perspektive zu verfolgen, die sich auch dem Operateur bietet.

Speziell bei Operationen in Körperhöhlen stellt sich oft das Problem einer optimalen Ausleuchtung: die Deckenleuchte ist oft kaum in die passende Lage zu bringen, eine in einer Kopfhalterung angebrachte Lichtquelle besitzt notwendigerweise einen Parallaxwinkel zum optischen Strahlengang zwischen Objektiv und Sehfeld, was besonders in Körperhöhlen mit kleinem Durchmesser zu unerwünschter Schlagschattenbildung führt. Für Assistenzärzte kann es auch vorteilhaft sein, das genaue Sehfeld des Operateurs zu erkennen, um ihre Aufmerksamkeit darauf zu richten.

Es sind auch Anwendungen der Erfindung denkbar, bei denen die Autofluoreszenzeigenschaften von Geweben, ausgenutzt werden. Dazu kann mit oder ohne Einsatz von verschiedenen Filter- und Frequenzumwandlungssystemen, eine mit der Sehhilfe gemäß der Erfindung kombinierte UV-/IR- oder Laser-Lichtquelle verwendet werden.

Auch gibt es Anwendungssituationen, in denen ein verstärkter 3-D Eindruck vorteilhaft wäre. Dieses erreicht die Erfindung in einer Ausführungsform durch eine Vorrichtung zur Verbreiterung des Abstandes der Objektive voneinander.

Nicht selten blickt der Anwender der Sehhilfe gemäß der Erfindung, zum Beispiel um sich während einer Operation Überblicksweise zu orientieren, neben der vor den Augen angebrachten Lupenbrille vorbei. Bei bestehender Fehlsichtigkeit ist das nur praktikabel, wenn an den Okularen der Lupenbrille Korrekturgläser angebracht sind. Diese Korrekturgläser vollziehen, um eine Verminderung der optischen Qualität bei Änderung des Parallaxwinkels zu vermeiden, in einer Ausführungsform der Erfindung die Parallaxadaption bei Brennweitenänderung der Lupenbrille mit.

Fehlsichtigkeit, die nicht durch einen an den Okularen angebrachten Dioptrienausgleich korrigiert werden kann, ist bei Einsatz der aus der WO 96/09566 bekannten Sehhilfe problematisch und wird in einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung durch an den Okularen befestigte Korrekturgläser behoben.

Auch sind die erfindungsgemäß bevorzugt vorgesehenen, leicht zu reinigenden, absorbierenden, reflektierenden oder filternden Schutzgläser sowie Einspiegelungen in oder neben das unmittelbare Gesichtsfeld von Informationen, wie beispielsweise von Operationsparametern, bei mehreren denkbaren Einsatzmöglichkeiten vorteilhaft.

Zur genauen größenmäßigen Bestimmung von Objekten kann bei der Erfindung eine Meßskala, die als Flüssigkristall-Anzeige, LED-, Vakuumfluoreszenz- oder Gasentladungs-Anzeige oder auch in anderer Form ausgeführt sein, in einer Zwischenbildebene eingeführt sein.

Weiters kann in einer Ausführungsform durch Ausspiegelung eines Strahlengangteiles auf ein CAD-Kameramodul eine beispielsweise in der chirurgischen Ausbildung oft wünschenswerte Mitbeobachtungsmöglichkeit über einen Monitor geschaffen werden.

Eine bevorzugt vorgesehene, in das optische System integrierte oder als aperturvariables Faserbündel ausgeführte Lichtquelle verbessert die Beleuchtungseigenschaften bei Verwendung dieser Ausführungsform der Erfindung im Vergleich zu bekannten Sehhilfen wesentlich. Die Einkoppe-

A 1994/99-1

Life Optics Handel und
Vertrieb GmbH in Wien (AT)

Unext

Patentansprüche:

1. Sehhilfe in Form einer Lupenbrille mit einer Autofokussiereinrichtung, mit einer Einrichtung zum Ändern der Brennweite und mit einer Einrichtung zum Anpassen der Parallaxe zwischen den Tuben (1) der Sehhilfe an die jeweils eingestellte Brennweite, dadurch gekennzeichnet, daß im Strahlengang der Sehhilfe verstellbare optische Elemente vorgesehen sind, mit deren Hilfe der Winkel (13) zwischen den aus den Tuben zum Objekt hin verlaufenden Strahlengänge (14) veränderbar ist.

2. Sehhilfe nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente quer zum Strahlengang in den Tuben (1) verschiebbar sind.

3. Sehhilfe nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) längs gerader Bahnen verschiebbar sind.

4. Sehhilfe nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) längs gekrümmter Bahnen (12) verschiebbar sind.

5. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) kippbar angeordnet sind.

6. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) Linsen oder Linsengruppen sind.

7. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) Prismen oder Prismengruppen sind.

8. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) innerhalb der Tuben (1) angeordnet sind.

9. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) der Objektivenebene vorgeordnet sind.

10. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß in eine optische Ebene (16) wenigstens in einem der beiden Tuben (1) des optischen Systems Informationen in Bild- und/oder Textform einblendbar sind.

11. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß neben wenigstens einem der beiden Okulare (2) Dis-

plays (18) zum Anzeigen von Informationen in Bild- und/oder Textform angeordnet sind.

12. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß mit der Sehhilfe eine Anzeigeeinrichtung, z.B. ein Display, verbunden ist, auf die von der Sehhilfe erfaßte Bilder übertragbar sind.

13. Sehhilfe nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Anzeigeeinrichtung außerhalb der Sehhilfe angeordnet ist.

14. Sehhilfe nach Anspruch 12 oder 13, dadurch gekennzeichnet, daß das von der Sehhilfe erfaßte Bild durch ein optisches Element, z.B. einen Strahlteiler, oder durch Ausspiegelung aus wenigstens einem der beiden Strahlengänge der Sehhilfe auf die Anzeigeeinrichtung übertragbar ist.

15. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß Informationen enthaltende Bild- oder Texteinblendungen in beide Strahlengängen der Tuben (1) stereoskopisch einblendbar sind.

16. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Bilder oder Textteile als durch Augenabstand und Parallaxe korrigierte Einzelbilder einblendbar sind.

17. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß eingeblendete Informationen durch Verändern des Blickwinkels der Sehhilfe zu dem betrachteten Objekt auswählbar sind.

18. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß der Sehhilfe Meßgeräte und/oder Sensoren, wie optische oder elektromagnetische Positionsbestimmungssysteme oder Inertialsensoren, wie Akzellerometer oder Winkelgeschwindigkeits-Sensoren zugeordnet sind.

19. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 11 bis 18, dadurch gekennzeichnet, daß als Informationen anatomische funktionelle und technische Informationen, wie Bilddaten, EKG, positionsgetreu einblendbar sind.

20. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 11 bis 19, dadurch gekennzeichnet, daß Daten über die interaktive Bestimmung der Lage medizinischer Geräte und/oder Instrumente relativ zum Patienten einblendbar sind.

21. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 20, dadurch gekennzeichnet, daß ein in den Strahlengang wenigstens einer der Tuben (1) oder in neben den Okularen (2) angebrachten Displays (18) eingeblendete Bilder als Ganz- oder Teilbilder festhaltbar sind.

22. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 21, dadurch gekennzeichnet, daß in eine Zwischenbildebene des Objektivs eine Meßskala eingespiegelt ist.

23. Sehhilfe nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, daß die Meßskala der jeweils eingestellten Brennweite und Vergrößerung des Objektivs entsprechend ausgewählt ist.

24. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 23, dadurch gekennzeichnet, daß das Verändern der Brennweite und/oder des Vergrößerungsfaktors durch eine sprachabhängige Steuerung steuerbar ist.

25. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 24, dadurch gekennzeichnet, daß an der Sehhilfe eine Lichtquelle angeordnet ist, deren Aperturwinkel an die jeweilige Vergrößerung der Sehhilfe anpaßbar ist, derart, daß die Größe des beleuchteten Feldes dem Gesichtsfeld der Sehhilfe entspricht.

26. Sehhilfe nach Anspruch 25, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtquelle eine über ein Lichtleitfaserbündel gespeiste Lichtquelle ist.

27. Sehhilfe nach Anspruch 25 oder 26, dadurch gekennzeichnet, daß der Aperturwinkel der Lichtquelle sowie die Intensität des austretenden Lichtes durch ein Linsensystem und/oder einen Verschuß veränderbar ist.

28. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 27, dadurch gekennzeichnet, daß Licht aus einer Lichtquelle durch einen Strahlteiler oder eine Prismenfläche eines Prismenumkehrsystems einkoppelbar ist und durch das optische System der Sehhilfe zum Objekt hin austritt.

29. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 28, dadurch gekennzeichnet, daß der Abstand der Objektive der Tuben (1) voneinander bei konstantem Abstand der Okulare (2) voneinander veränderbar ist.

30. Sehhilfe nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet, daß der Abstand der Objektive voneinander durch eine längenverstellbare Verbindung (17) zwischen den Tuben (1) bei konstanter Verbindung (17) zwischen den Okularen (2) der Tuben (1) vorgesehen ist.

31. Sehhilfe nach Anspruch 30, dadurch gekennzeichnet, daß der Abstand der Objektive voneinander durch Parallelverstellen der Tuben (1) veränderbar ist, und daß die Okulare (2) an den Tuben (1) gegengleich verstellbar sind.

32. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 31, dadurch gekennzeichnet, daß die Okulare als Wechselokulare und/oder die Objektive (2) als Wechselobjektive ausgebildet sind.

33. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 32, dadurch

gekennzeichnet, daß in der Sehhilfe wenigstens eine Einrichtung zum Erfassen der Pupillenlage des Anwenders vorgesehen ist, die mit dem Autofokussystem gekuppelt ist, derart, daß der durch die Lage der Pupille vorgegebene Blickwinkel der Bereich ist, in dem der Abstand (A) zum Betätigen der Autofokuseinrichtung erfaßt wird.

34. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 33, dadurch gekennzeichnet, daß innerhalb des optischen Systems wenigstens eines der beiden Tuben (1) Filter (28) vorgesehen sind.

35. Sehhilfe nach Anspruch 34, dadurch gekennzeichnet, daß die Filter (28) in ihre Wirklage und aus ihrer Wirklage heraus verstellbar sind.

36. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 35, dadurch gekennzeichnet, daß in wenigstens einem der Tuben (1) ein von einer Lasereinrichtung ausgehender Laserstrahl, gegebenenfalls in den Strahlengang der Tuben (1) eingekoppelt, auf das Objekt gerichtet ist.

37. Sehhilfe nach Anspruch 36, dadurch gekennzeichnet, daß die Einkopplung des Laserstrahls in einer Zwischenbildebene mit einer Strichmarke ausgestattet ist, so daß der Durchmesser und die Position des Laserstrahls im Objektfeld anzeigbar sind.

38. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 37, dadurch gekennzeichnet, daß die Sehhilfe an einer Kopfhalterung (34) angebracht ist.

39. Sehhilfe nach Anspruch 38, dadurch gekennzeichnet, daß an der Kopfhalterung (34) eine von der Stirn zum Hinterkopf verlaufende längenveränderliche Zugstrebe (35) vorgesehen ist.

40. Sehhilfe nach Anspruch 38 oder 39, dadurch gekennzeichnet, daß an der Kopfhalterung (34), gegebenenfalls verstellbar, wenigstens ein das Gewicht der Sehhilfe ganz oder teilweise ausgleichendes Gegengewicht (36) angeordnet ist.

41. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 40, dadurch gekennzeichnet, daß den Strahlengängen durch die Tuben (1) eine Sichtlinienstabilisierung zugeordnet ist.

42. Sehhilfe nach Anspruch 41, dadurch gekennzeichnet, daß die Sichtlinienstabilisierung als aktive oder passive Vibrationsdämpfung ausgebildet ist.

43. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 38 bis 42, dadurch gekennzeichnet, daß an der Kopfhalterung (34) für die Sehhilfe Elektroden angeordnet sind, welche Gehirnströme erfassen und daß die Elektroden mit einer Steuerung gekuppelt sind, mit der Funktionen der Sehhilfe steuerbar sind.

44. Sehhilfe nach Anspruch 43, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuerung mit externen Geräten, z.B. Robotern, gekuppelt sind.

45. Sehhilfe nach Anspruch 44, dadurch gekennzeichnet, daß die Kupplung über Drahtfunk oder Infrarot erfolgt.

46. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 45, dadurch gekennzeichnet, daß an der Kopfhalterung (34) Biosensoren, EEG-Sensoren und/oder Sensoren zur Hautwiderstandsmessung zum Erfassen der Vitaldaten eines Verwenders der Sehhilfe angeordnet sind.

47. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 46, dadurch gekennzeichnet, daß an den Okularen (2) der Sehhilfe Halterungen für optische Sehhilfen, z.B. Brillengläser, angeordnet sind.

48. Sehhilfe nach Anspruch 47, dadurch gekennzeichnet, daß die von der Halterung gehaltenen Brillengläser neben den Okularen angeordnet sind.

49. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 48, dadurch gekennzeichnet, daß die Linsensysteme beider Strahlengänge in einem gemeinsamen Tubus untergebracht sind.

Life Optics
Handel und Vertrieb GmbH
vertreten durch:

PATENTANWÄLTE
DIPL.-ING. MAXIMILIAN BEER
DIPL.-ING. SEINERD LEMENBERGER
durch:

Figure 1 is a schematic diagram of a vehicle interior layout. It shows a driver's seat (1) on the left, a central console (2) in the middle, and a passenger's seat (3) on the right. The diagram includes various numbered components (4-18) and arrows indicating movement or adjustment. A dashed line labeled 'A' indicates a cross-section line.

Fig. 2

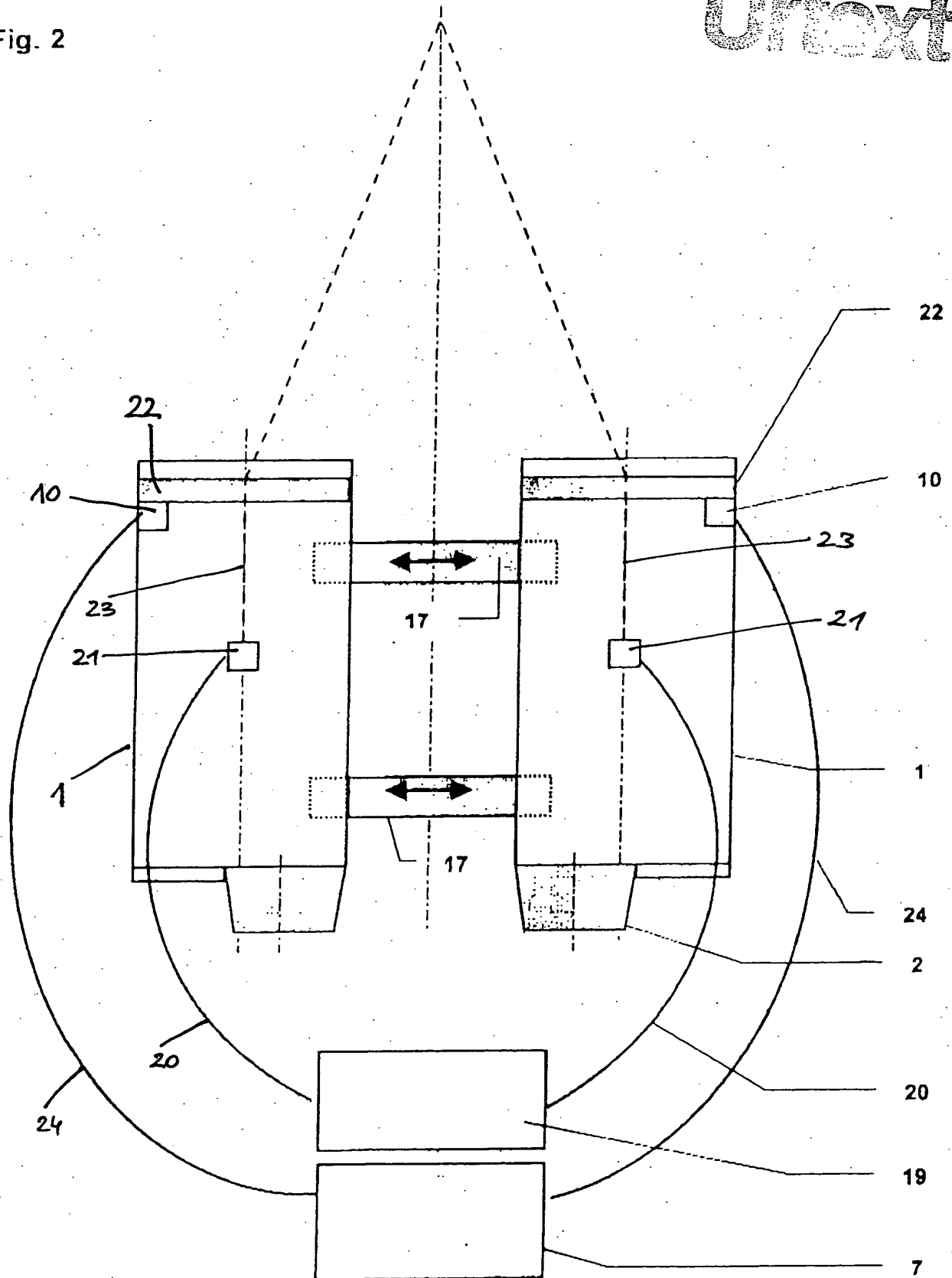


Fig. 3

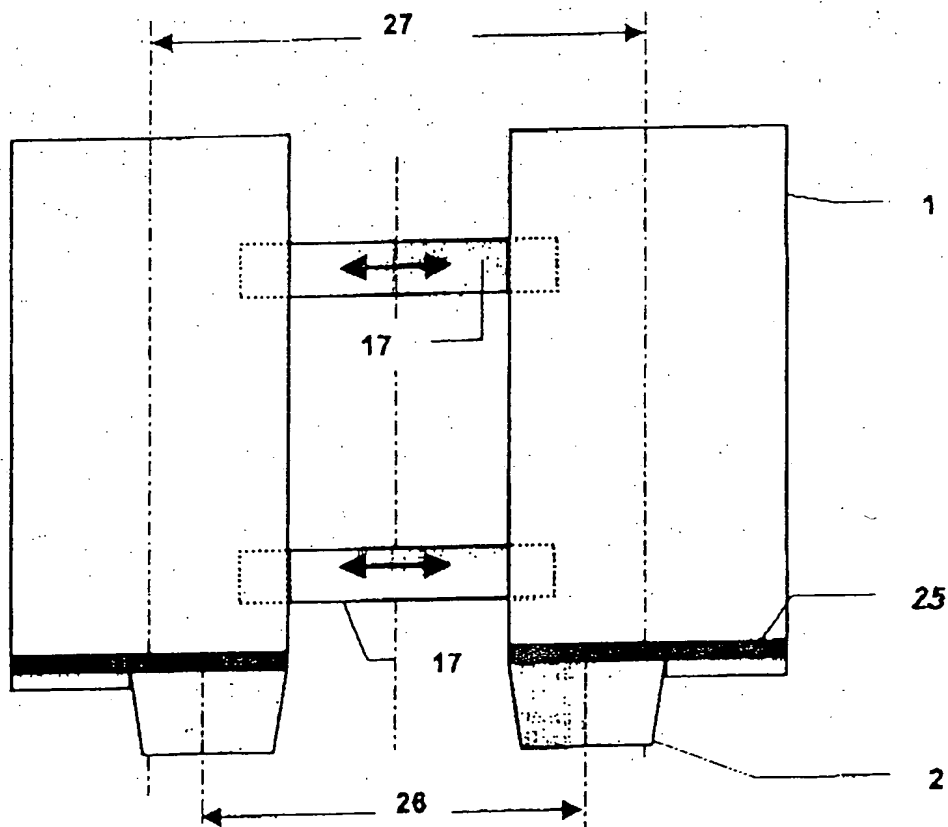


Fig. 4

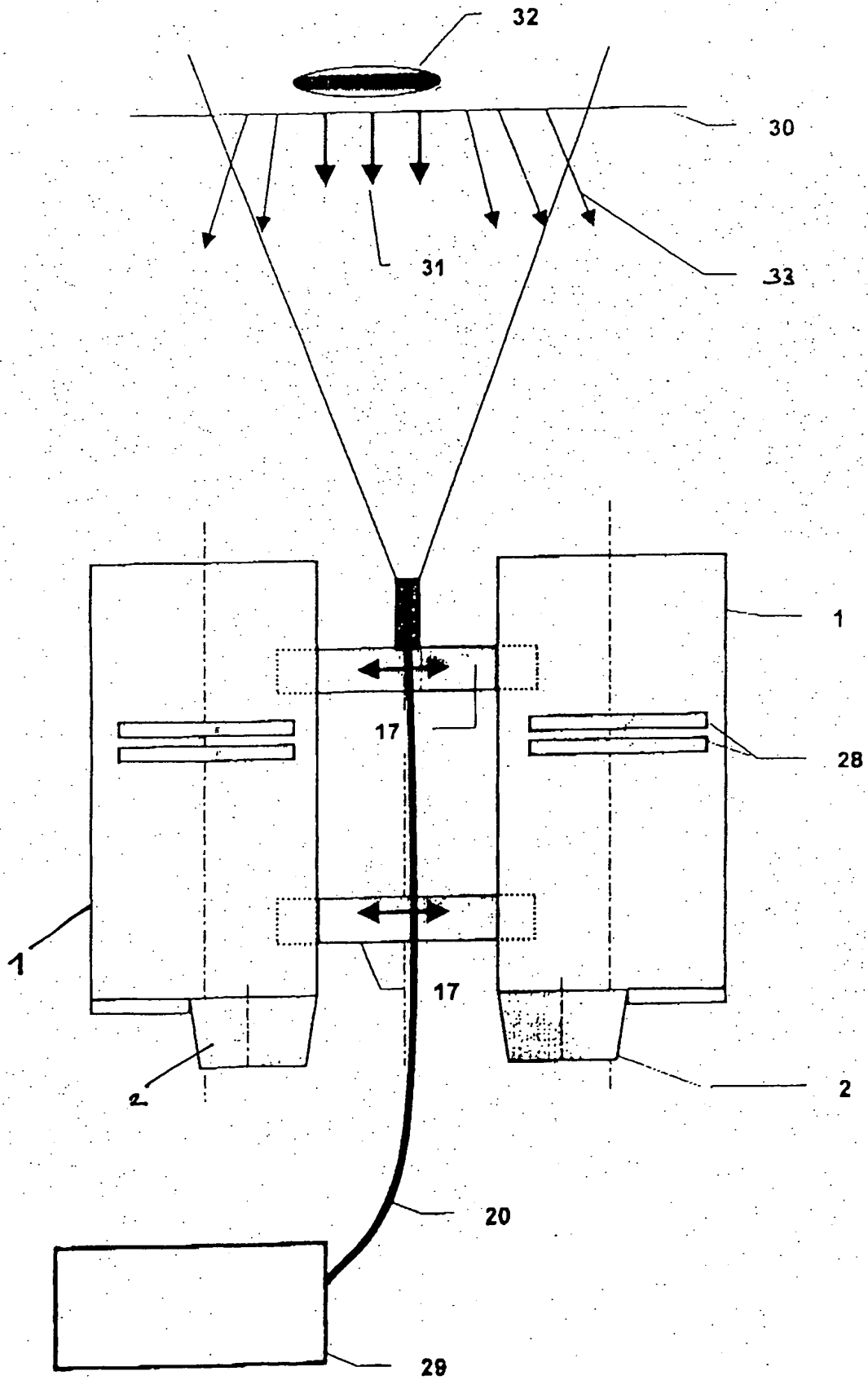


Fig. 5

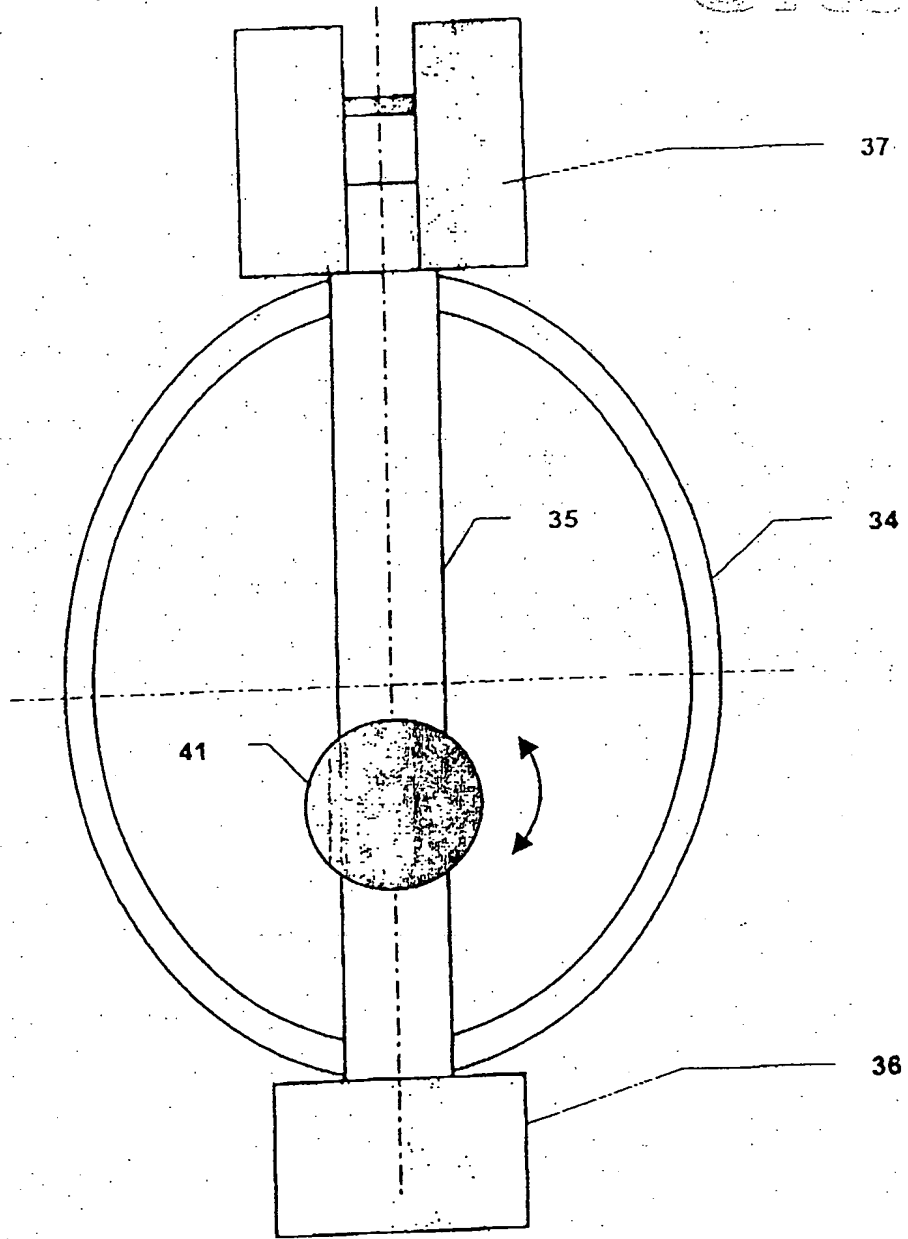


Fig. 6

